

Análisis del comportamiento de tres configuraciones distintas de sutura de las tuberosidades en las fracturas del húmero proximal tratadas mediante hemiarthroplastias

Analysis of behavior of three different configurations for suturing tuberosities in humerus fractures treated by proximal hemiarthroplasty

Santana F, Torrens C, Cáceres E

Hospital del Mar, IMIM, Barcelona

Resumen

Objetivo: Evaluar experimentalmente la distancia entre los fragmentos sobre especímenes cadavéricos en las fracturas proximales de húmero con cuatro partes.

Material y metodología: El estudio se realizó sobre 5 húmeros sintéticos que reproducían una fractura proximal en 4 partes. Con un sistema de fijación un robot reprodujo los movimientos de rehabilitación de la articulación glenohumeral. Las configuraciones de sutura (Ethibond®) fueron estándar, de Boileau y una sutura que aprovechaba el vector de fuerza de los tendones que componen el manguito rotador. El robot efectuaba una abducción de 100° con rotación interna de 45° y 45° de rotación externa. Todas estas pruebas se realizaron 6 veces con 60 repeticiones cada una. El desplazamiento de los fragmentos provocado por los movimientos de simulación durante la rehabilitación. Se midió el desplazamiento que producido entre las tuberosidades y con la diáfisis.

Resultados: La disminución del desplazamiento entre los fragmentos de la técnica de banda de tensión es hasta tres veces menor que la estándar y dos veces menor que la de Boileau para la reconstrucción sin lesión del manguito. En aquellos casos que el manguito rotador estaba lesionado se mantuvo dicha diferencia.

Conclusión: es posible mejorar las suturas actualmente utilizadas para la fijación de los fragmentos óseos en fracturas proximales de húmero tratadas con hemiarthroplastias, utilizando los vectores de fuerza como guía para la dirección de las bandas de tensión.

Palabras clave: hombro – fractura húmero proximal – hemiarthroplastia - sutura.

Abstract

Objective: To evaluate experimentally the distance between fragments in cadaveric specimens in proximal fractures of the humerus in four parts.

Material and Methods: The study was conducted in 5 synthetic humeruses that reproduced a proximal fracture in 4 parts. With a fixation system, the robot reproduced the movements for rehabilitation of the glenohumeral joint. The suture configurations (Ethibond®) were standard, Boileau and a suture taking advantage of the strength vector of the tendons forming the rotator cuff. The robot performed an abduction of 100° with an internal rotation of 45° and external rotation. All these tests were performed 6 times with 60 repetitions each. Displacement of the fragments caused by the simulation movements during rehabilitation. The displacement produced was measured between the tuberosities and with the diaphysis.

Results: Decreased displacement between the fragments with the band pressure technique was up to three times less than standard and two times less than Boileau for reconstruction without damage to the cuff. In cases in which the rotator cuff was damaged, this difference was maintained.

Conclusion: It is possible to improve the sutures currently used for fixing bone fragments in proximal humerus fractures treated with hemiarthroplasties, using strength vectors as guide for the direction of the tension bands. **Key words:** Shoulder, proximal humerus fracture, hemiarthroplasty, suture.

Correspondencia

E. Cáceres Palou
Carretera Vallensan s/n Can Rei.
08110 Montcada. Barcelona
ecaceres@vhebron.net

Introducción

El empleo de la prótesis de hombro como tratamiento para las fracturas complejas del húmero proximal, aunque está ampliamente extendido, no ha obtenido los resultados deseados [1]. Sin embargo, en situaciones de fracturas de 4 partes con gran comminución, pérdida de capital óseo y osteoporosis, sigue siendo la alternativa terapéutica más utilizada. En la literatura numerosos artículos dudan entre la utilización de cerclajes simples o múltiples para mejorar la fijación de las tuberosidades y diáfisis [1-4].

Se propone la evaluación experimental de diferentes técnicas, utilizando un sistema electrónico de medida de la distancia entre los fragmentos sobre especímenes cadavéricos y hueso sintético, con el objetivo de optimizar la resistencia a los esfuerzos de decoaptación y coaptación que favorecen la consolidación de las tuberosidades y la tuberosidad - diáfisis según tres configuraciones de sutura diferentes. La robotización de los movimientos de rehabilitación sobre los modelos permite estudiar el desplazamiento interfragmentario y la resistencia a la fatiga de las diferentes configuraciones de sutura.

Material y métodos

El estudio se realizó sobre material de hueso sintético biomecánicamente homologado. Se utilizaron cinco húmeros izquierdos sintéticos (Sawbones®) que reproducían una fractura en 4 partes, según la clasificación de Neer. Se reprodujo una fractura proximal de húmero en 4 partes a través del cuello anatómico y la corredera bicipital. Se construyó un sistema de fijación (Figura 1) para el hueso sintético que simulaba la glenoides y permitía al robot reproducir los movimientos de rehabilitación de la articulación glenohumeral. Para la simulación de los tendones del manguito rotador se utilizó material sintético (cuero). La fijación del cuero se consiguió mediante cianoacrilato de etilo (Loctite®) sobre la huella anatómica de la inserción del manguito según la descripción de Ide et al [5] para el subescapular y Mochizuki et al [6] para el supraespinoso, infraespinoso y redondo menor.

Se empleó una reproducción conformada con resina de una prótesis específica para fracturas proximales de húmero (Global Fracture System®), formado por un vástago humeral y una cabeza que aumenta la superficie articular y la biomecánica de la articulación. El vástago tenía una aleta anterior prominente con tres agujeros y una aleta posterior. La aleta anterior, situada sobre la corredera bicipital, servía como marca para reducir las tuberosidades. La parte medial del vástago humeral presentaba un orificio para un punto de anclaje para la sutura circunferencial de las tuberosidades según la configuración de sutura.

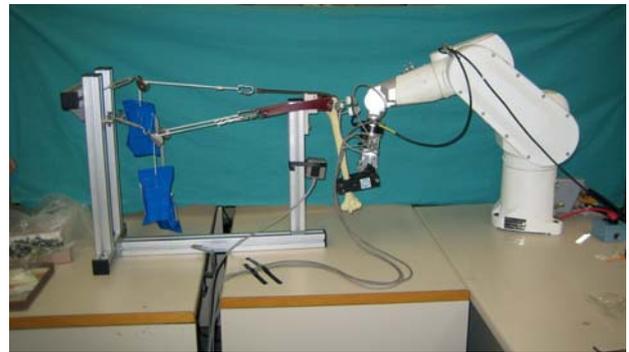


Fig. 1. Sistema de fijación para el hueso sintético que simula la glenoides y permite al robot reproducir los movimientos de rehabilitación de la articulación glenohumeral.

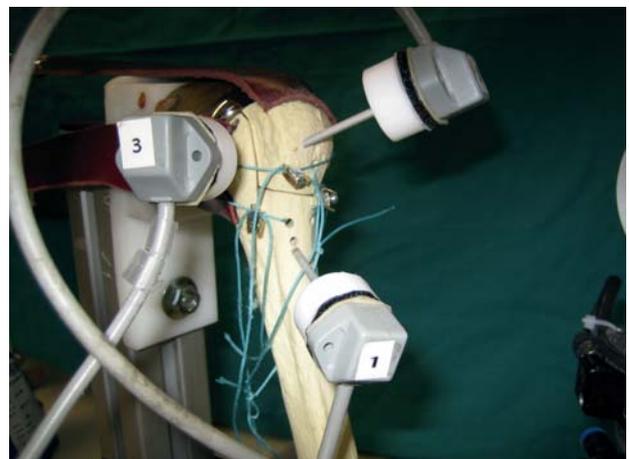


Fig. 2. Configuración estándar.

Se empleó un recubrimiento de látex sobre el vástago para aplicar un adhesivo mediante cianoacrilato de etilo que mantuvo la retroversión y la altura de la prótesis. Esta integración permitió las pruebas mecánicas sobre el robot.

Las configuraciones de sutura de las tuberosidades se basaron en los principios combinados de fijación vertical y horizontal. En nuestro estudio, se realizaron tres configuraciones de sutura utilizando una sutura irreabsorbible trenzada de poliéster (Ethibond®). La primera configuración la denominamos estándar (Figura 2) pues unía las tuberosidades entre sí, por medio de los agujeros de la aleta lateral de la prótesis y cada una de ellas con la diáfisis, atravesando las tuberosidades. La segunda era la configuración de Boileau et al [2] (Figura 3), suturando las tuberosidades entre sí, mediante dos suturas que abrazan la prótesis medial al vástago humeral, otras dos suturas que abrazan la tuberosidad mayor medialmente al vástago y, por último, una sutura en forma de

trapecio que fija las tuberosidades a la diáfisis y cierra el intervalo. La tercera fijación, diseñada por nosotros, aprovechaba el vector de fuerza de los tendones que componen el manguito rotador (Figura 4). Era una banda de tensión que fijaba el fragmento óseo del supraespinoso, infraespinoso y subescapular con la diáfisis, dos suturas que abrazan la tuberosidad grande en oblicuo y dos suturas más que abrazan en trayecto oblicuo ambas tuberosidades entre sí y la prótesis por la parte medial del vástago humeral.

Con el fin de obtener el desplazamiento que sufren los fragmentos que componen el tercio proximal del húmero

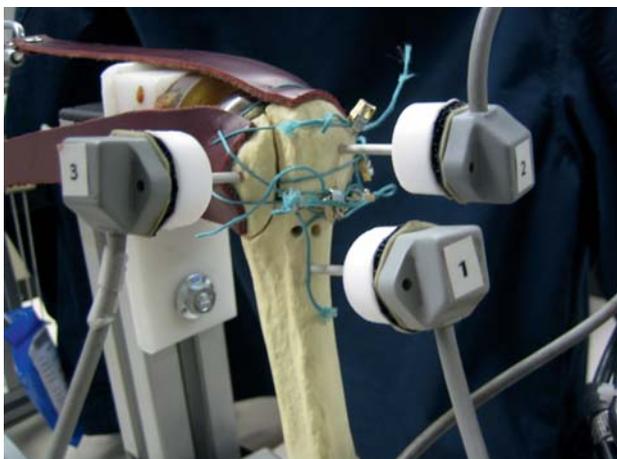


Fig. 3. Configuración de Boileau.

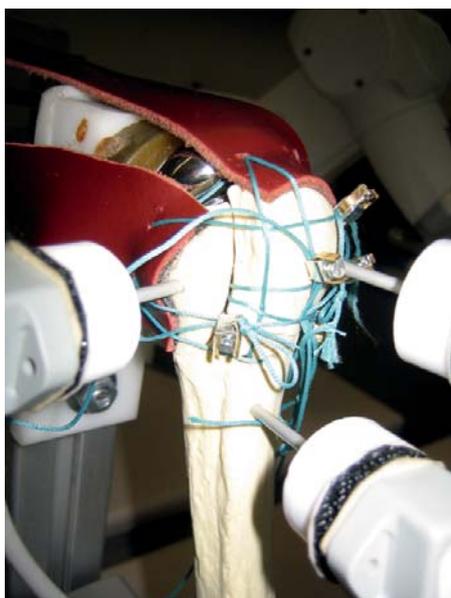


Fig. 4. Configuración de bandas a tensión.

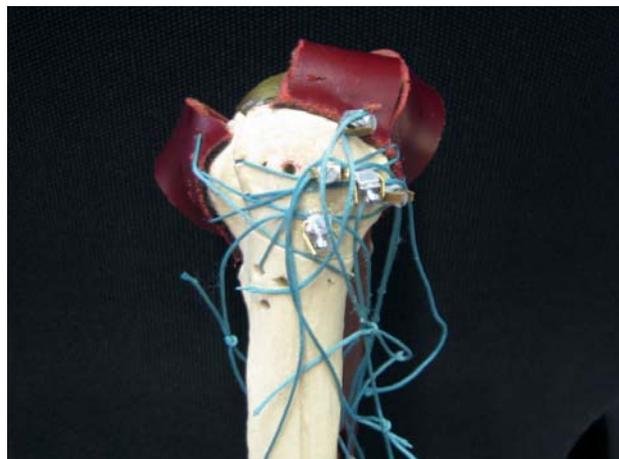


Fig. 5.

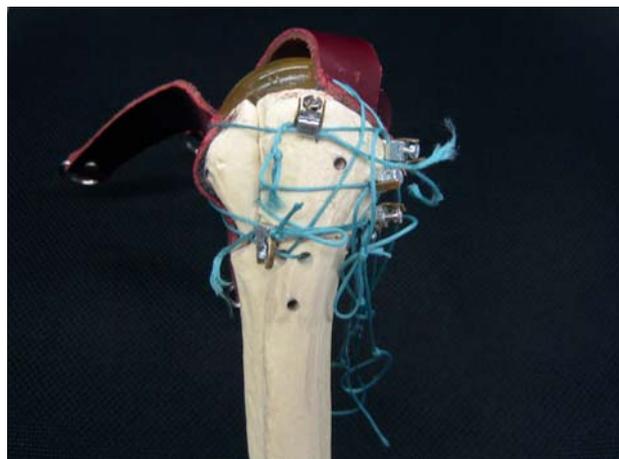


Fig. 6.

(diáfisis-tuberosidad mayor-tuberosidad menor) se utilizó el sistema Polhemus PATRIOT®, un sistema electromagnético localizador digital que permitió conocer el desplazamiento y orientación sufrido entre dos sensores.

El estudio se realizó con cinco huesos sintéticos a los que colocamos una prótesis en la misma versión y altura, además de un trozo de cuero que simulaba los tendones de los diferentes músculos que componen el manguito rotador insertados por medio de adhesivo (cianoacrilato de etilo) a las tuberosidades reproduciendo la anatomía. En cada uno de ellos se realizó una configuración de sutura de las tuberosidades.

Una vez realizado el montaje de las suturas por medio de un sistema de prensa se fijó la tensión de las suturas a 4 kg. Cada uno de los huesos sintéticos de prueba se colocó en un sistema diseñado para el estudio que mantenía el tejido simu-

lador de los tendones a tensión constante con lo que se mantuvo la prótesis encarada a la superficie que simulamos como glenoides. En la parte distal del húmero colocamos la prensa que conectaba con el robot y permitió ejecutar los movimientos previamente diseñados que simulaban la rehabilitación postoperatoria.

El robot efectuaba una abducción de 100° con rotación interna de 45° y 45° de rotación externa. Todas estas pruebas se realizaron 6 veces con 60 repeticiones cada una. Así conseguimos simular una sesión íntegra de rehabilitación por cada ciclo. El desplazamiento de los fragmentos provocado por los movimientos de simulación durante la rehabilitación fueron recogidos por el sistema Polhemus®, midiendo el desplazamiento que producido entre las tuberosidades y con la diáfisis.

Resultados

Los desplazamientos entre los fragmentos se obtuvieron según los datos recogidos durante todo el ciclo, obteniendo el menor desplazamiento medio significativo para la sutura de banda de tensión (0,31 mm) que para la técnica de Boile-

au et al (0,82 mm) y la estándar (1,14 mm) ($p < 0,001$) (Tabla 1) (Tabla 2) (Tabla 3).

Comparando el desplazamiento sufrido en las fracturas con simulación de rotura del manguito rotador, observamos que la movilidad entre los fragmentos era significativamente menor con la técnica de las bandas a tensión (0,25 mm) que con la técnica de Boileau (0,53 mm) ($p < 0,001$) (Tabla 4) (Tabla 5).

La disminución del desplazamiento entre los fragmentos de la técnica de banda de tensión es hasta tres veces menor que la estándar y dos veces menor que la de Boileau para la reconstrucción sin lesión del manguito. En aquellos casos que el manguito rotador estaba lesionado se mantuvo dicha diferencia.

Discusión

Los resultados obtenidos mediante el sistema electromagnético han confirmado que tanto la técnica de Boileau et al [2] como la técnica de banda de tensión mejoran con respecto a la estándar. El desplazamiento es menor entre todos los

Tabla 1. Método estándar

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento (mm)
	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	
Desplazamiento máx. (mm)	2,02	5,80	0,98	1,85	4,94	1,06	1,87	4,49	1,07	1,91	5,08	1,04	2,68
X (mm)	1,13	2,47	0,25	1,04	1,82	0,32	1,05	1,90	0,31	1,07	2,07	0,29	1,14
DE (mm)	1,23	2,77	0,32	1,12	2,07	0,38	1,14	2,16	0,36	1,16	2,34	0,35	1,28

(X: media; DE: desviación estándar.

Tabla 2. Método de Boileau

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento
	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	
Desplazamiento máx. (mm)	0,68	6,33	1,28	0,67	6,26	1,29	0,68	6,77	1,48	0,67	6,46	1,35	2,83
X (mm)	0,29	1,80	0,35	0,28	1,80	0,34	0,30	1,87	0,33	0,29	1,82	0,34	0,82
DE (mm)	0,34	2,20	0,46	0,34	2,21	0,46	0,36	2,29	0,45	0,35	2,24	0,46	1,01

(X: media; DE: desviación estándar.

Tabla 3. Método de las bandas a tensión

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento (mm)
	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	
Desplazamiento máx. (mm)	0,41	2,55	0,51	0,42	2,17	0,51	0,46	2,06	0,49	0,43	2,26	0,50	1,06
X (mm)	0,13	0,70	0,16	0,12	0,65	0,16	0,14	0,57	0,16	0,13	0,64	0,16	0,31
DE (mm)	0,16	0,87	0,20	0,14	0,81	0,20	0,17	0,73	0,20	0,16	0,80	0,20	0,39

(X: media; DE: desviación estándar.

Tabla 4. Método Boileau con rotura manguito rotador

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento
	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	
Desplazamiento máximo (mm)	0,59	4,12	1,72	0,59	4,62	1,99	0,58	4,59	2,00	0,59	4,44	1,90	2,31
X (mm)	0,19	1,03	0,33	0,17	1,10	0,35	0,17	1,11	0,35	0,18	1,08	0,34	0,53
DE (mm)	0,24	1,34	0,45	0,22	1,44	0,49	0,22	1,45	0,50	0,23	1,41	0,48	0,71

(X: media; DE: desviación estándar.

Tabla 5. Método de las bandas a tensión con rotura manguito rotador

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento (mm)
	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	S - G	S - L	G-L	
Desplazamiento máximo (mm)	0,44	1,79	0,48	0,45	1,77	0,43	0,43	1,77	0,37	0,44	1,78	0,43	0,88
X (mm)	0,12	0,51	0,15	0,11	0,50	0,14	0,08	0,48	0,13	0,11	0,49	0,14	0,25
DE (mm)	0,15	0,62	0,18	0,14	0,61	0,17	0,12	0,59	0,16	0,14	0,61	0,17	0,30

(X: media; DE: desviación estándar.

sensores, tuberosidad mayor-diáfisis, tuberosidad menor – diáfisis y tuberosidad mayor-tuberosidad menor.

Al comparar las dos técnicas con mejores resultados (la técnica de Boileau y la técnica de banda de tensión) se observa un menor desplazamiento con la técnica siguiendo el concepto de banda de tensión que también se confirma al realizar la medición seccionando 1 cm la inserción anterior del supraespinoso.

Al tratarse de fracturas proximales en pacientes mayores, las condiciones del manguito rotador pueden estar alteradas por causa degenerativa, siendo la localización más frecuente en la parte anterior del músculo supraespinoso. La sutura según el concepto de banda de tensión mejora los resultados obtenidos también en aquellas simulaciones donde se seccionó el manguito rotador.

Por tanto, los resultados confirman la hipótesis planteada de que es posible mejorar las suturas actualmente utilizadas para la fijación de los fragmentos óseos en fracturas proximales de húmero tratadas con hemiartroplastias, utilizando los vectores de fuerza como guía para la dirección de las bandas de tensión. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Frankle MA, Ondrovic LE, Markee BA, Harris L, Lee WE 3rd. Stability of tuberosity reattachment in proximal humeral hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2002;11:413-20.
2. Boileau P, Walch G. Shoulder arthroplasty for proximal humeral fractures: problems and solutions. In: Walch G, Boile-

au P, eds. *Shoulder Arthroplasty*. Berlin: Springer-Verlag, 1999:297-314.

3. Frankle MA, Greenwald DP, Markee BA, Ondrovic LE, Lee WE 3rd. Biomechanical effects of malposition of tuberosity fragments on the humeral prosthetic reconstruction of four-part proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:321-6.
4. P. Boileau, S. G. Krishnan, L. Tinsi, G. Walch, J. S. Coste, and D. Mole Tuberosity malposition and migration: Reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal Humerus. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2002, vol. 11, no5, pp. 401-412
5. Ide J, Tokiyoshi A, Hirose J, Mizuta H. An anatomic study of the subscapularis insertion to the humerus: the subscapularis footprint. *Arthroscopy*. 2008 Jul;24(7):749-53. Epub 2008 Apr 14.
6. Mochizuki T, Sugaya H, Uomizu M, Maeda K, Matsuki K, Sekiya I, Muneta T, Akita K. Humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus. New anatomical findings regarding the footprint of the rotator cuff. *Surgical technique*. *J Bone Joint Surg Am*. 2009 Mar 1;91 Suppl 2 Pt 1:1-7.

Conflicto de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.